

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の血圧値を測定する血圧測定手段を備え、予め設定された血圧測定周期毎に該血圧測定手段により該生体の血圧を測定する形式の血圧監視装置であって、

前記血圧測定手段により測定された測定血圧値に基づいて、所定時間後に予測される予測血圧値範囲の中心予測血圧値を決定する中心予測血圧値決定手段を、含むことを特徴とする血圧監視装置。

【請求項2】 所定時間後の前記中心予測血圧値が予め設定された判断基準値を越えたことに基いて、前記血圧測定周期を短周期側へ修正する血圧測定周期修正手段を、さらに含むものである請求項1記載の血圧監視装置。

【請求項3】 予め決定された関係から、所定時間後の測定血圧値が、前記中心予測血圧値となる中心予測血圧値確率を算出する中心予測血圧値確率算出手段と、該中心予測血圧値確率算出手段において算出された中心予測血圧値確率に基づいて、正規分布関数から、所定時間後の前記予測血圧値の確率分布曲線を算出する確率分布曲線算出手段と、該確率分布曲線のピークを中心とする所定割合内にある前記予測血圧値の範囲を決定する予測血圧値範囲決定手段とを、さらに含むものである請求項1記載の血圧監視装置。

【請求項4】 前記予測血圧値範囲決定手段において決定された所定時間後の予測血圧値範囲の境界値が予め設定された判断基準値を越えたことに基いて、前記血圧測定周期を短周期側へ修正する血圧測定周期修正手段を、さらに含むものである請求項3記載の血圧監視装置。

【請求項5】 前記血圧測定手段により前記生体の血圧が測定された時間を示す時間軸と該血圧測定手段により測定された測定血圧値を示す血圧値軸との二次元座標において、該血圧測定手段により測定された測定血圧値をトレンドグラフ表示する測定血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記中心予測血圧値をグラフ表示する中心予測血圧値表示手段とを、さらに含むものである請求項1乃至4記載の血圧監視装置。

【請求項6】 前記血圧測定手段により前記生体の血圧が測定された時間を示す時間軸と該血圧測定手段により測定された測定血圧値を示す血圧値軸との二次元座標において、該血圧測定手段により測定された測定血圧値をトレンドグラフ表示する測定血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記中心予測血圧値をグラフ表示する中心予測血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記予測血圧値範囲決定手段において決定された予測血圧値範囲をグラフ表示する予測血圧値範囲表示手段とを、さらに含むものである請求項3または4記載の血圧監視装置。

【請求項7】 前記血圧測定手段による測定血圧値と前記生体の脈波伝播速度情報との間の予め設定された関係から、前記生体の実際の脈波伝播速度情報に基づいて該生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段と、

該推定血圧値決定手段において逐次決定された推定血圧値に対応するように、前記中心予測血圧値決定手段において決定された中心予測血圧値を修正する中心予測血圧値修正手段とを、さらに含むものである請求項1乃至6記載の血圧監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の血圧値を周期的に測定することにより、生体の血圧を監視する血圧監視装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の血圧値を周期的に測定することで、生体の血圧を監視する血圧監視装置が提案されている。たとえば、特開平4-261640号公報に記載された血圧監視装置がそれである。これら上記従来の血圧監視装置には、周期的に測定された測定血圧値を、その都度表示するか、或いは、変化傾向を把握できるようにトレンドグラフ形式で表示する表示器が設けられている。

【0003】血圧の監視が必要な患者であっても、短時間でみれば、血圧の変化の程度および傾向は一定である。すなわち、短時間の間での血圧値は、ランダムに上昇下降をしない。そのため、測定された測定血圧値をトレンドグラフ形式で表示する血圧監視装置によれば、医者は、そのトレンドグラフから患者の今後の血圧値を予測し、血圧が測定された時点では異常血圧値ではない場合であっても、今後、血圧値が異常範囲に入ることが予想される場合には、早期に対処することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、血圧測定周期毎に、常に、医者が測定血圧値を確認しているとは限らず、測定血圧値が予め設定した異常範囲の値であると判断された場合に警報が発せられて、医者に異常を知らせる形式の従来の血圧監視装置では、測定血圧値が正常の範囲である場合には、今後、血圧値が異常範囲に入ることが予想される場合であっても、何の対処もされない。従って、警報が発せられたときには、すでに血圧が異常値となってから相当の時間が経過している場合もある。また、血圧測定周期毎に、医者がその測定血圧値を確認している場合であっても、今後の血圧値の予測は、医者らの主観的判断によるものであり、必ずしも正確な判断が行なわれるとは限らない。

【0005】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、今後の血圧値を予測することで、血圧の変動に迅速に対処するこ

とができる血圧監視装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の血圧値を測定する血圧測定手段を備え、予め設定された血圧測定周期毎にその血圧測定手段によりその生体の血圧を測定する形式の血圧監視装置であって、前記血圧測定手段により測定された測定血圧値に基づいて、所定時間後に予測される予測血圧値範囲の中心予測血圧値を決定する中心予測血圧値決定手段を、含むことにある。

【0007】

【発明の効果】このようにすれば、中心予測血圧値決定手段において、血圧測定手段により測定された測定血圧値に基づいて、所定時間後に予測される予測血圧値範囲の中心、すなわち、所定時間後に測定される測定血圧値として最も可能性の高い値である中心予測血圧値が決定されるので、その中心予測血圧値から、今後の血圧の変動を予測した迅速な処置をすることができる。

【0008】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記血圧監視装置は、所定時間後の前記中心予測血圧値が予め設定された判断基準値を越えたことに基づいて、前記血圧測定周期を短周期側へ修正する血圧測定周期修正手段を、さらに含むものである。このようにすれば、所定時間後の中心予測血圧値が予め設定された判断基準値を越えた場合、すなわち、今後、血圧値が予め設定された判断基準値を越えると予測されるときは、血圧測定周期修正手段により、血圧測定周期が短周期側へ修正されるので、早期に血圧の異常が判定される。

【0009】また、好適には、前記血圧監視装置は、予め決定された関係から、所定時間後の測定血圧値が、前記中心予測血圧値となる中心予測血圧値確率を算出する中心予測血圧値確率算出手段と、その中心予測血圧値確率算出手段において算出された中心予測血圧値確率に基づいて、正規分布関数から、所定時間後の前記予測血圧値の確率分布曲線を算出する確率分布曲線算出手段と、その確率分布曲線のピークを中心とする所定割合内にある前記予測血圧値の範囲を決定する予測血圧値範囲決定手段とを、さらに含むものである。このようにすれば、予測血圧値範囲決定手段において、確率分布曲線算出手段で算出された所定時間後の予測血圧値の確率分布曲線に基づいて、その確率分布曲線のピーク、すなわち、前記中心予測血圧値を中心とする所定割合範囲にある予測血圧値の範囲が決定される。従って、所定時間後の血圧の変動範囲およびその可能性が予測されるので、迅速な処置をする必要があるかを正確に判断できる。

【0010】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記予測血圧値範囲決定手段において決定された所定時間後の予測血圧値範囲の境界値が予め設定された判断基準値を越えたことに基づいて、前記血圧測定周期を短周期

側へ修正する血圧測定周期修正手段を、さらに含むものである。このようにすれば、所定時間後の予測血圧値範囲の境界値すなわち上限値または下限値が、予め設定された判断基準値を越えた場合、すなわち、今後、血圧値が予め設定された判断基準値を越える可能性が高いと予測されるときは、血圧測定周期修正手段により、血圧測定周期が短周期側へ修正されるので、早期に血圧の異常が判定される。

【0011】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧測定手段により前記生体の血圧が測定された時間を示す時間軸とその血圧測定手段により測定された測定血圧値を示す血圧値軸との二次元座標において、その血圧測定手段により測定された測定血圧値をトレンドグラフ表示する測定血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記中心予測血圧値をグラフ表示する中心予測血圧値表示手段とを、さらに含むものである。このようにすれば、測定血圧値が、時間軸と血圧値軸との二次元座標にトレンドグラフ表示され、さらに、その二次元座標に中心予測血圧値がグラフ表示されるので、今後の血圧の変動を客観的に且つ容易に知ることができる。

【0012】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧測定手段により前記生体の血圧が測定された時間を示す時間軸とその血圧測定手段により測定された測定血圧値を示す血圧値軸との二次元座標において、その血圧測定手段により測定された測定血圧値をトレンドグラフ表示する測定血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記中心予測血圧値をグラフ表示する中心予測血圧値表示手段と、前記二次元座標において、前記予測血圧値範囲決定手段において決定された予測血圧値範囲をグラフ表示する予測血圧値範囲表示手段とを、さらに含むものである。このようにすれば、測定血圧値が、時間軸と血圧値軸との二次元座標にトレンドグラフ表示され、さらに、その二次元座標に中心予測血圧値および予測血圧値の範囲がグラフ表示されるので、今後、血圧が変動する範囲およびその可能性を客観的に且つ容易に知ることができる。

【0013】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧測定手段による測定血圧値と前記生体の脈波伝播速度情報との間の予め設定された関係から、前記生体の実際の脈波伝播速度情報に基づいてその生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段と、その推定血圧値決定手段において逐次決定された推定血圧値に対応するように、前記中心予測血圧値決定手段において決定された中心予測血圧値を修正する中心予測血圧値修正手段とを、さらに含むものである。このようにすれば、逐次算出される推定血圧値に対応するように、中心予測血圧値が逐次修正されるので、より正確に今後の血圧の変動を予測することができる。

【0014】また、好適には、前記血圧測定手段は、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いてその生

体の血圧値を測定するものである。このようにすれば、非観血的に生体の血圧値が測定できるので、患者への負担が軽減できる。

【0015】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧測定周期修正手段において短周期側に血圧測定周期が修正された場合に、所定時間後の前記中心予測血圧値が予め設定された判断基準値を越えない値となった場合には、血圧測定周期を修正前の血圧測定周期に戻す血圧測定周期復帰手段をさらに含むものである。このようにすれば、予め設定された判断基準値を越えていた中心予測血圧値が、その判断基準値を越えない値となった場合、すなわち、予め設定された判断基準値を越えると予測されていた血圧が、その判断基準値を越えないと予測されるようになった場合には、血圧測定周期が修正前の血圧測定周期に戻されるので、血圧測定が比較的短周期で実行されることによる患者の負担が軽減される。

【0016】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧測定周期修正手段において短周期側に血圧測定周期が修正された場合に、前記予測血圧値範囲決定手段において決定された所定時間後の予測血圧値範囲の境界値が予め設定された判断基準値を越えない値となった場合には、血圧測定周期を修正前の血圧測定周期に戻す血圧測定周期復帰手段をさらに含むものである。このようにすれば、予め設定された判断基準値を越えていた予測血圧値範囲の境界値が、その判断基準値を越えない値となった場合、すなわち、予め設定された判断基準値を越える可能性が高いと予測されていた血圧が、その判断基準値を越える可能性が低いと予測されるようになった場合には、血圧測定周期が修正前の血圧測定周期に戻されるので、血圧測定が比較的短周期で実行されることによる患者の負担が軽減される。

【0017】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された血圧監視装置8の回路構成を説明するブロック線図である。

【0018】図1において、血圧監視装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有して、たとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0019】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出して、その圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号

SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を周波数的に弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器30を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0020】上記電子制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御する。

【0021】心電誘導装置34は、生体の所定の部位に貼り着けられる複数の電極36を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波、所謂心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号SM₂を前記電子制御装置28へ供給する。なお、この心電誘導装置34は、心臓内の血液を大動脈へ向かって拍出開始する時期に対応する心電誘導波のうちのQ波或いはR波を検出するためのものであることから、第1脈波検出装置として機能している。

【0022】パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ38（以下、単にプローブという）は、毛細血管を含む末梢動脈へ伝播した脈波を検出する第2脈波検出装置或いは末梢脈波検出手段として機能するものであり、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの生体皮膚すなわち体表表面40に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ38は、一方向において開口する容器状のハウジング42と、そのハウジング42の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED等から成る複数の第1発光素子44。および第2発光素子44。（以下、特に区別しない場合は単に発光素子44という）と、ハウジング42の底部内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトランジスタ等から成る受光素子46と、ハウジング42内に一体的に設けられて発光素子44及び受光素子46を覆う透明な樹脂48と、ハウジング42内において発光素子44と受光素子46との間に設けられ、発光素子44から前記体表表面40に向かって照射された光のその体表表面40から受光素子46に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材50とを備えて構成されている。

【0023】上記第1発光素子44。は、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子44。は、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子44。及び第2発光素子44。は、一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子44から前記体表表面40に

向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子46によりそれぞれ受光される。なお、発光素子44の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子44_aは酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子44_bはそれらの吸光係数が略同じとなる波長、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとにより反射される波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0024】受光素子46は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号SM₃をローパスフィルタ52を介して出力する。受光素子46とローパスフィルタ52との間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ52は、入力された光電脈波信号SM₃から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号SM₃をデマルチプレクサ54に出力する。この光電脈波信号SM₃が表す光電脈波は、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波である。なお、この光電脈波は脈拍同期波に対応している。

【0025】デマルチプレクサ54は、電子制御装置28からの信号に従って第1発光素子44_a及び第2発光素子44_bの発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号SM_Rをサンプルホールド回路56及びA/D変換器58を介して、赤外光による電気信号SM_{IR}をサンプルホールド回路60及びA/D変換器62を介して、それぞれ電子制御装置28の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路56、60は、入力された電気信号SM_R、SM_{IR}をA/D変換器58、62へ出力する際に、前回出力した電気信号SM_R、SM_{IR}についてのA/D変換器58、62における変換動作が終了するまでに、次に出力する電気信号SM_R、SM_{IR}をそれぞれ保持するためのものである。

【0026】電子制御装置28のCPU29は、RAM33の記憶機能を利用しつつROM31に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、駆動回路64に制御信号SLVを出力して発光素子44_a、44_bを順次所定の周波数で一定時間づつ発光させる一方、それら発光素子44_a、44_bの発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより、前記電気信号SM_Rをサンプルホールド回路56に、電気信号SM_{IR}をサンプルホールド回路60にそれぞれ振り分ける。上記CPU29は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号SM_R、SM_{IR}の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度を算出する。なお、この酸素飽和度の決定方法としては、例えば、本出願人が先に出願して公開された特開平3-15440号公報に記載された決定方法が利用される。

【0027】図2は、上記血圧監視装置8における電子

制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図2において、血圧測定手段70は、カフ圧制御手段72によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力が所定の目標圧力値P_{CM}（たとえば、180mmHg程度の圧力値）まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号SM₁が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高測定血圧値BP_{sys}、平均測定血圧値BP_{mean}、および最低測定血圧値BP_{dia}などを決定する。

【0028】測定血圧値表示手段74は、たとえば図3の折れ線76で示されるように、表示器32の表示画面上の、血圧測定手段70により生体の血圧が測定された時間を示す時間軸78と、血圧測定手段70により測定された測定血圧値BPを示す血圧値軸80との二次元座標において、血圧測定手段70により測定された測定血圧値BPをトレンドグラフ表示する。上記折れ線76は、血圧測定手段70により、血圧測定周期T_{BP}毎に測定された最高測定血圧値BP_{sys}により形成されている。なお、図3は、血圧測定手段70により生体の血圧が測定された時点での表示器32の表示画面の内容を示し、○印は現在時を示している。

【0029】脈波伝播速度情報算出手段82は、図4に示すように心電誘導装置34により逐次検出される心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、プローブ38により逐次検出される光電脈波の周期毎に発生する所定の部位たとえば立ち上がり点或いは下ピーク点までの時間差（脈波伝播時間）DT_{RP}を逐次算出する時間差算出手段を備え、その時間差算出手段により逐次算出される時間差DT_{RP}に基づいて、予め記憶される数式1から、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度V_m（m/sec）を一拍毎或いは数拍毎に逐次算出する。尚、数式1において、L（m）は左心室から大動脈を経て前記プローブ38が装着される部位までの距離であり、T_{PEP}（sec）は心電誘導波形のR波から光電脈波の下ピーク点までの前駆出期間である。これらの距離Lおよび前駆出期間T_{PEP}は定数であり、予め実験的に求められた値が用いられる。

【0030】

【数1】 $V_m = L / (DT_{RP} - T_{PEP})$

【0031】対応関係決定手段84は、血圧測定手段70により測定された最高測定血圧値BP_{sys}とそれぞれの血圧測定期間内における脈波伝播時間DT_{RP}或いは脈波伝播速度V_m、たとえばその期間内における脈波伝播時間DT_{RP}或いは伝播速度V_mの平均値に基づいて、数式2或いは数式3で示される脈波伝播時間DT_{RP}或いは伝播速度V_mと最高測定血圧値BP_{sys}との関係式における係数α及びβを、予め決定する。なお、上記最高測定血圧値BP_{sys}に代えて、血圧測定手段70により測

定された平均測定血圧値 BP_{MEAN} 或いは最低測定血圧値 BP_{DIA} と血圧測定期間内における脈波伝播時間 DT_{RP} 或いは伝播速度 V_{M} との関係が求められてもよい。要するに、監視（推定）血圧値 EBP を最高血圧値とするか、平均血圧値とするか、最低血圧値とするかによって選択される。

【0032】

【数2】 $EBP = \alpha (DT_{\text{RP}}) + \beta$
 （但し、 α は負の定数、 β は正の定数）

【0033】

【数3】 $EBP = \alpha (V_{\text{M}}) + \beta$
 （但し、 α は正の定数、 β は正の定数）

【0034】推定血圧値決定手段86は、前記血圧測定手段70において測定された測定血圧値 BP とその生体の脈波伝播時間 DT_{RP} 或いは伝播速度 V_{M} との間の上記対応関係（数式2および数式3）から、脈波伝播速度情報算出手段82により逐次算出される生体の実際の脈波伝播時間 DT_{RP} 或いは伝播速度 V_{M} に基づいて推定血圧値 EBP を逐次決定する。

【0035】中心予測血圧値決定手段88は、血圧測定手段70により測定された測定血圧値 BP に基づいて、所定時間後（たとえば20分後等の予め設定された時間後、あるいは次回の血圧測定周期 T_{BP} 時）に予測される予測血圧値範囲の中心、すなわち所定時間後に測定される測定血圧値 BP として最も可能性の高い値である中心予測血圧値 PBP_0 を決定する。たとえば、血圧測定手段70により測定された複数の測定血圧値 BP を用いて、最小二乗法から、その複数の測定血圧値 BP の変化を直線で近似し、その直線に基づいて所定時間後に予測される中心予測血圧値 PBP_0 を決定する。

【0036】中心予測血圧値修正手段90は、上記中心予測血圧値決定手段88において決定された中心予測血圧値 PBP_0 を、推定血圧値決定手段78において推定される推定血圧値 EBP に対応するように修正する。すなわち、血圧測定手段70により測定された測定血圧値 BP に加え、推定血圧値決定手段78において推定された推定血圧値 EBP を用いて、所定時間後に予測される予測血圧値範囲の中心予測血圧値 PBP_0 を決定する。

【0037】中心予測血圧値表示手段92は、前記測定血圧値 BP が表示される二次元座標に、前記中心予測血圧値決定手段88において決定され、または前記中心予測血圧値修正手段90において修正された中心予測血圧値 PBP_0 をグラフ表示する。たとえば、図3の破線で示される線分94のように、中心予測血圧値決定手段88において求められた直線、または中心予測血圧値修正手段90において求められた直線を、次回の血圧測定周期 T_{BP} 時まで延長して表示することで、次回の血圧測定周期 T_{BP} 時までの中心予測血圧値 PBP_0 を表示する。

【0038】中心予測血圧値確率算出手段96は、予め決定された関係から、所定時間後の測定血圧値 BP が、

中心予測血圧値決定手段88において決定され、または中心予測血圧値修正手段90において修正された中心予測血圧値 PBP_0 となる確率（可能性）、すなわち、中心予測血圧値確率 P_{PBP_0} を算出する。上記予め決定された関係とは、たとえば数式4に示される関係であり、現時点から所定時間後までの時間を所要時間 t として表すと、中心予測血圧値確率 P_{PBP_0} が所要時間 t の指数関数の関係にある。そして、定数 a は、1分後に血圧測定手段70により測定血圧値 BP が決定されたとした場合に、その測定血圧値 BP が前記中心予測血圧値 PBP_0 と一致する確率として予め経験的に決定された値である。従って、中心予測血圧値確率 P_{PBP_0} は、図5に示すように、所要時間 t とともに減少する。なお、定数 a は、一つの値が用いられてもよいし、患者毎、症状毎に用意された複数の値が用いられてもよい。

【0039】

【数4】 $P_{\text{PBP}_0} = a^t$ （ $0 < a < 1$ ）

【0040】確率分布曲線算出手段98は、中心予測血圧値確率算出手段96において算出された中心予測血圧値確率 P_{PBP_0} に基づいて、正規分布関数から、所定時間後の予測血圧値 PBP の確率分布曲線を算出する。予測血圧値 PBP の確率は中心予測血圧値 PBP_0 を中心として正規分布すると仮定する。そして、所要時間 t 時点における中心予測血圧値 PBP_0 の確率 P_{PBP_0} は、前記数式4から a^t と求めることができる。すなわち、数式5に示す正規分布の一般式に、 $x = m$ 、 $P = a^t$ を代入して得られる数式6から、正規分布関数の標準偏差 σ を求めることができるので、予測血圧値 PBP の確率の分布曲線が算出できる。 $0 < a < 1$ であるので、数式6より、予測血圧値 PBP の確率分布曲線は、所要時間 t が大きくなるほど標準偏差 σ が大きくなる。すなわち、分布が広がることが分かる。図6は、この確率分布曲線算出手段98において算出された確率分布曲線の一例を示す図である。

【0041】

【数5】 $P = \{1 / (\sqrt{(2\pi)} \sigma)\} \exp \{-(x - m)^2 / 2\sigma^2\}$

（ m は平均値、 σ は標準偏差）

【数6】 $a^t = \{1 / (\sqrt{(2\pi)} \sigma)\}$

【0042】予測血圧値範囲決定手段100は、確率分布曲線算出手段98において算出された確率分布曲線のピーク、すなわち中心予測血圧値 PBP_0 を中心とする所定割合（確率）範囲にある予測血圧値 PBP の範囲を決定する。たとえば、中心予測血圧値 PBP_0 を中心とする確率90%の範囲は、図6に示すように、 PBP_{min} から PBP_{max} までの範囲となる。

【0043】予測血圧値範囲表示手段102は、前記測定血圧値 BP および中心予測血圧値 PBP_0 が表示される二次元座標に、予測血圧値範囲決定手段100において決定された予測血圧値範囲をグラフ表示する。

【0044】たとえば、図3においては、予測血圧値範囲決定手段100において90%の確率でその範囲内に入ると決定された予測血圧値範囲が三角形104として表され、その三角形104の一角は、中心予測血圧値 P_{BP0} を示す線分94により二等分される。そして、各時間におけるその三角形104の血圧値成分の範囲が、各時間において90%の確率で測定血圧値BPが入る範囲を示している。なお、図3において、血圧値軸80と平行な血圧測定周期線106は次回の血圧測定周期 T_{BP} を示し、時間軸78に平行な2本の横線は、予め設定された血圧値の正常範囲の上限値 BP_U を示す上側判断基準線108、およびその血圧値の正常範囲の下限値 BP_L を示す下側判断基準線110である。図3では、次回の血圧測定周期 T_{BP} 時点において、三角形104と、上側線108または下側線110とが交わっていないので、次回の血圧測定周期 T_{BP} までに血圧が正常範囲を越える可能性は低いと判断できる。

【0045】血圧測定起動手段112は、たとえば、20分程度の予め設定された血圧測定周期 T_{BP} 毎に血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。血圧測定周期修正手段114は、予測血圧値範囲決定手段100において決定された所定時間後の予測血圧値範囲の境界値、すなわち、予測血圧値範囲の上限値または下限値が、予め設定された判断基準値を越えたことに基づいて、前記血圧測定周期 T_{BP} をそれまでよりも短周期側へ修正する。たとえば、上記予め設定された判断基準値に、血圧値の正常範囲の上限値 BP_U および下限値 BP_L が用いられ、次回の血圧測定周期 T_{BP} 時における予測血圧値範囲の上限値 PBP_{max} または下限値 PBP_{min} が、その血圧値の正常範囲の上限値 BP_U または下限値 BP_L を越えた場合に、血圧測定周期 T_{BP} を短周期側（たとえば10分）に修正する。

【0046】血圧測定周期復帰手段116は、上記予測血圧値範囲の境界値が上記予め設定された判断基準値を越え、血圧測定周期修正手段114において血圧測定周期 T_{BP} が短周期側に修正された場合に、予測血圧値範囲決定手段100において決定された所定時間後の予測血圧値範囲の境界値が、上記予め設定された判断基準値を越えない値となった場合には、血圧測定周期 T_{BP} を修正前の血圧測定周期 T_{BP} に戻す。

【0047】図7および図8は、上記血圧監視装置8の電子制御装置28における制御作動の要部を説明するフローチャートであって、図7は、血圧測定周期 T_{BP} 毎に実行される血圧測定ルーチンであり、図8は、血圧測定周期 T_{BP} から次の血圧測定周期 T_{BP} までのインターバルにおいて実行されるインターバルルーチンである。図7において、ステップSA1（以下、ステップを省略する。）において図示しないタイマ、レジスタ等をクリアする初期処理が実行された後、続く脈波伝播速度情報算出手段82に対応するSA2では、カフ昇圧の直前にお

いて、心電波形のR波からプローブ38により逐次検出される光電脈波の立ち上がり点までの時間差すなわち伝播時間 DT_{RP} が決定される。

【0048】次いで、前記カフ圧制御手段72に対応するSA3およびSA4では、切換弁16が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ18が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ10の急速昇圧が開始されるとともに、カフ圧 P_c が180mmHg程度に予め設定された目標圧迫 P_{CH} 以上となったか否かが判断される。このSA4の判断が否定された場合は、上記SA3以下が繰り返して実行されることによりカフ圧 P_c の昇圧が継続される。

【0049】しかし、カフ圧 P_c の昇圧により上記SA4の判断が肯定されると、前記血圧測定手段70に対応するSA5において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切換弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号 SM_1 が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高測定血圧値 BP_{SYS} 、平均測定血圧値 BP_{MEAN} 、および最低測定血圧値 BP_{DIA} が決定された後に、切換弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧され、続く測定血圧値表示手段74に対応するSA6では、たとえば図3の折れ線76に示すように、最高測定血圧値 BP_{SYS} 等が表示器32に表示される。

【0050】次に、前記対応関係決定手段84に対応するSA7では、SA2において求められた脈波伝播時間 DT_{RP} と、SA5において測定されたカフ10による血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、または BP_{DIA} との間の対応関係が求められる。すなわち、SA5において血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、および BP_{DIA} が測定されると、それら血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、または BP_{DIA} のうちの1つと、脈波伝播時間 DT_{RP} とに基づいて、脈波伝播時間 DT_{RP} と推定血圧値 EBP との間の対応関係（数式2）が決定され、その対応関係を用いてSA2において算出された脈波伝播時間 DT_{RP} から血圧測定時の推定血圧値 EBP が決定される。

【0051】続く中心予測血圧値決定手段88に対応するSA8において、本血圧測定ルーチンの繰り返しのより、SA5において測定された複数（本実施例では5つ）の最高測定血圧値 BP_{SYS} （または平均測定血圧値 BP_{MEAN} 、最低測定血圧値 BP_{DIA} ）を用いて、最小二乗法から、その複数の最高測定血圧値 BP_{SYS} を近似する直線を求めることにより、今後の最高測定血圧値 BP_{SYS} として予測される予測血圧値 PBP の範囲の中心、すなわち、中心予測血圧値 PBP_0 が決定され、続く中心予測血圧値表示手段92に対応するSA9では、図3

の破線で示されるように、表示器32の表示画面上の前記2次元座標に、上記SA8で決定された直線を次回の血圧測定周期 T_{BP} までの線分94として表示されることで、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各時点における中心予測血圧値 P_{BP0} が表示される。

【0052】続く中心予測血圧値確率算出手段96に対応するSA10では、前記数式4に示された予め設定された関係から、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各時間における中心予測血圧値 P_{BP0} の確率 $P_{PBP0} (= a^t)$ が算出され、次いで、確率分布曲線算出手段98に対応するSA11において、上記SA10において算出された、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各時間の中心予測血圧値確率 P_{PBP0} が前記数式6に代入されることにより、各時間における確率分布曲線の標準偏差 σ が求められ、その標準偏差 σ および中心予測血圧値確率 P_{PBP0} から、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各時間における確率分布曲線が算出される。

【0053】続く予測血圧値範囲決定手段100に対応するSA12では、上記SA11で算出された、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各時間での各確率分布曲線について、その確率分布曲線のピークを中心として、たとえば確率90%の範囲が決定される。すなわち、図6に示されるような確率分布曲線において、予測血圧値確率 P_{PBP} を積分して、その積分値が0.9となり、且つ積分範囲の中心が中心予測血圧値 P_{BP0} となるようなときの予測血圧値 P_{BP} の範囲が決定される。

【0054】続く予測血圧値範囲表示手段102に対応するSA13では、上記SA12で決定された予測血圧値範囲が、表示器32の表示画面上の前記2次元座標に三角形104として表示される。上記SA12で決定される予測血圧値範囲は、現時点からの所要時間 t が大きくなるほど広がるので、この三角形104は、○印で示される現時点からの所要時間 t が大きくなるほど、血圧値軸80方向の長さが長くなる。

【0055】続くSA14では、上記SA12において決定された次回の血圧測定周期 T_{BP} 時点における予測血圧値 P_{BP} の範囲の上限値 $P_{BP_{max}}$ または下限値 $P_{BP_{min}}$ が、血圧値の正常範囲の上限値 BP_U または下限値 BP_L を越えているか否かが判断される。上記判断が否定された場合は、血圧測定周期 T_{BP} は修正されず本血圧測定時ルーチンは終了させられる。従って、血圧測定周期 T_{BP} は、たとえば20分程度の予め設定された初期値とされて、図8に示すインターバルルーチンが実行される。しかし、このSA14の判断が肯定された場合は、次の血圧測定周期 T_{BP} 時点までに、血圧が正常範囲を越える可能性があるので、続く血圧測定周期修正手段114に対応するSA15において、血圧測定周期 T_{BP} が予め設定されたものよりも短周期、たとえば10分程度に修正された後に、本血圧測定時ルーチンが終了させられて、図8に示すインターバルルーチンが実行され

る。

【0056】次に、図8に示されるインターバルルーチンについて説明する。まず、SB1では、心電波形のR波および光電脈波が入力されたか否かが判断される。この判断が否定された場合はSB1が繰り返して実行されるが、肯定された場合は、前記脈波伝播速度情報算出手段82に対応するSB2において、脈波伝播時間 DT_{RP} が前記SA2と同様にして算出される。

【0057】続く推定血圧値決定手段86に対応するSB3では、SB2において算出された脈波伝播時間 DT_{RP} から、前記SA7において決定された数式2を用いて推定血圧値 E_{BP} が算出され、続くSB4では、その推定血圧値 E_{BP} が、前記表示器32の表示画面上の前記2次元座標に逐次表示される。図9は、その状態を示す図であり、前記SA5において測定された測定血圧値 B_P を示す折れ線76に続いて、SB3で逐次決定された推定血圧値 E_{BP} を示す折れ線118が表示されている。

【0058】続く中心予測血圧値修正手段90に対応するSB5では、前記SA5で測定された測定血圧値 B_P 、および前記SB3において逐次決定される推定血圧値 E_{BP} を用いて、再度、最小二乗法から、それら複数の測定血圧値 B_P および推定血圧値 E_{BP} を近似する直線が求められる。すなわち、前記SA8において求められた直線が、SB3において逐次決定された推定血圧値 E_{BP} に対応するように修正される。続く中心予測血圧値表示手段92に対応するSB6では、図9の破線で示されるように、表示器32の表示画面上の前記2次元座標に、上記SB5で決定された直線が、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの線分120として表示されることで、修正された中心予測血圧値 P_{BP0} が表示される。

【0059】続くSB7乃至SB10では、前記SA10乃至SA13と同様の処理が実行されることにより、次回の血圧測定周期 T_{BP} までの各経過時点 t において、中心予測血圧値 P_{BP0} を中心とした確率90%の範囲が決定され、且つ表示される。

【0060】続くSB11では、前記SA14と同様の処理が実行される。すなわち、上記SB9において決定された次回の血圧測定周期 T_{BP} 時点における予測血圧値 P_{BP} の範囲の上限値 $P_{BP_{max}}$ または下限値 $P_{BP_{min}}$ が、血圧値の正常範囲の上限値 BP_U または下限値 BP_L を越えているか否かが判断される。

【0061】上記SB11の判断が肯定された場合は、次の血圧測定周期 T_{BP} 時点までに血圧が正常範囲を越える可能性があるので、続く血圧測定周期修正手段114に対応するSB12において、前記SA15と同様に血圧測定周期 T_{BP} が予め設定されたものよりも短周期、たとえば10分程度に修正される。

【0062】しかし、上記SB11の判断が否定された場合は、血圧測定周期復帰手段116に対応するSB1

3において、血圧測定周期 T_{BP} が予め設定されている20分程度の血圧測定周期の初期値に復帰させられる。すなわち、血圧測定周期 T_{BP} がすでに初期値である場合には、血圧測定周期 T_{BP} は変更されず、血圧測定周期 T_{BP} が上記初期値よりも短い周期に修正させられている場合は、その初期値に復帰させられる。

【0063】続く血圧測定起動手段112に対応するSB14では、前記SA1において初期化されたタイマが、上記SB12において修正され、あるいは上記SB13において復帰させられた血圧測定周期 T_{BP} となったか否かが判断される。このSB14の判断が否定された場合は、上記SB1以降が繰り返され、肯定された場合は、本インターバルルーチンは終了させられて、図7に示された血圧測定時ルーチンが再び実行される。

【0064】上述のように本実施例によれば、中心予測血圧値決定手段88(SA8)において、血圧測定手段70(SA5)により測定された測定血圧値BPに基づいて、次の血圧測定周期 T_{BP} 時までの各時点において予測される予測血圧値PBPの範囲の中心、すなわち、次の血圧測定周期 T_{BP} 時までの各時点において測定される測定血圧値BPとして最も可能性の高い値である中心予測血圧値PBP0が決定されるので、その中心予測血圧値PBP0から、今後の血圧の変動を予測した迅速な処置をすることができる。

【0065】また、本実施例によれば、予測血圧値範囲決定手段100(SA12)において、確率分布曲線算出手段98(SA11)で算出された、次の血圧測定周期 T_{BP} 時までの各時点における予測血圧値PBPの確率分布曲線に基づいて、その確率分布曲線のピーク、すなわち、中心予測血圧値PBP0を中心とする確率90%の範囲にある予測血圧値PBPの範囲が決定される。従って、次の血圧測定周期 T_{BP} 時までの各時点における血圧の変動範囲およびその可能性が予測されるので、迅速な処置をする必要があるかを正確に判断できる。

【0066】また、本実施例によれば、次の血圧測定周期 T_{BP} 時までの各時点における予測血圧値PBPの範囲の境界値すなわち上限値 PBP_{max} または下限値 PBP_{min} が、予め設定された血圧値の正常範囲の上限値 BP_U および下限値 BP_L を越えた場合、すなわち、今後、血圧値が正常範囲を越える可能性が高いと予測されるときは、血圧測定周期修正手段114(SA15、SB12)により、血圧測定周期 T_{BP} が短周期側へ修正されるので、早期に血圧の異常が判定される。

【0067】また、本実施例によれば、血圧監視装置8は、血圧測定手段70(SA5)により前記生体の血圧が測定された時間を示す時間軸78とその血圧測定手段70(SA5)により測定された測定血圧値BPを示す血圧値軸80との二次元座標において、その血圧測定手段70(SA5)により測定された測定血圧値BPをトレンドグラフ表示する測定血圧値表示手段74(SA

6)と、前記二次元座標において、中心予測血圧値PBP0をグラフ表示する中心予測血圧値表示手段92(SA9)と、前記二次元座標において、予測血圧値範囲決定手段100(SA12)において決定された予測血圧値範囲をグラフ表示する予測血圧値範囲表示手段102(SA13)とを、さらに含むものである。従って、測定血圧値BPが、時間軸78と血圧値軸80との二次元座標にトレンドグラフ表示され、さらに、その二次元座標に中心予測血圧値PBP0および予測血圧値PBPの範囲がグラフ表示されるので、今後、血圧が変動する範囲およびその可能性を客観的に且つ容易に知ることができる。

【0068】また、本実施例によれば、血圧監視装置8は、血圧測定手段70(SA5)による測定血圧値BPと前記生体の脈波伝播時間 D_{TP} との間の予め設定された数式2の関係から、前記生体の実際の脈波伝播時間 D_{TP} に基づいてその生体の推定血圧値EBPを逐次決定する推定血圧値決定手段86(SB3)と、その推定血圧値決定手段86(SB3)において逐次決定された推定血圧値EBPに対応するように、中心予測血圧値決定手段88(SA8)において決定された中心予測血圧値PBP0を修正する中心予測血圧値修正手段90(SB5)とを、さらに含むものであることから、逐次算出される推定血圧値EBPに対応するように、中心予測血圧値PBP0が逐次修正されるので、より正確に今後の血圧の変動を予測することができる。

【0069】また、本実施例によれば、前記血圧測定手段70(SA5)は、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフ10を用いてその生体の血圧値BPを測定するものである。従って、非観血的に生体の血圧値BPが測定できるので、患者への負担が軽減できる。

【0070】また、本実施例によれば、血圧監視装置8は、血圧測定周期修正手段114(SA15、SB12)において短周期側に血圧測定周期 T_{BP} が修正された場合に、予測血圧値範囲決定手段100(SB9)において決定された、次の血圧測定周期 T_{BP} 時における予測血圧値PBPの範囲の境界値 PBP_{max} 、 PBP_{min} が、予め設定された正常範囲の上限値 BP_U または下限値 BP_L を越えない値となった場合には、血圧測定周期 T_{BP} を修正前の血圧測定周期 T_{BP} に戻す血圧測定周期復帰手段116(SB13)をさらに含むものであることから、予め設定された上記正常範囲を越えていた予測血圧値PBPの範囲の境界値 PBP_{max} 、 PBP_{min} が、その正常範囲を越えない値となった場合、すなわち、上記正常範囲を越える可能性が高いと予測されていた血圧が、その正常範囲を越える可能性が低いと予測されるようになった場合には、血圧測定周期 T_{BP} が修正前の血圧測定周期に戻されるので、血圧測定が比較的短周期で実行されることによる患者の負担が軽減される。

【0071】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて

詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0072】たとえば、前述の実施例では、中心予測血圧値決定手段88（SA8）では、血圧測定手段70において測定された測定血圧値BPを最小二乗法により近似した直線から、中心予測血圧値PBP0を決定していたが、測定血圧値BP毎に前回の血圧測定値BPからの変化率を算出し、さらに算出された複数の変化率の平均値を求め、今後の血圧の変化傾向がその変化率の平均値に従うと仮定して、所定時間後の中心予測血圧値PBP0を決定するものであってもよい。

【0073】また、前述の実施例では、血圧測定手段70（SA5）では、カフ10を用いて非観血的に生体の血圧値BPが測定されていたが、カテーテルを血管に挿入して観血的に生体の血圧値BPを測定するものであってもよい。

【0074】また、前述の実施例では、予測血圧値範囲決定手段100（SA12、SB9）において、中心予測血圧値PBP0を中心とする所定割合範囲にある予測血圧値PBPの範囲が決定され、その予測血圧値PBPの範囲に基づいて、血圧測定周期修正手段114（SA15、SB12）では血圧測定周期 T_{BP} が修正されていたが、予測血圧値PBPの範囲は決定せず、中心予測血圧値PBP0により、血圧測定周期 T_{BP} が修正させられてもよい。すなわち、血圧測定周期修正手段114は、所定時間後の中心予測血圧値PBP0が予め設定された判断基準値を越えたことに基づいて、血圧測定周期 T_{BP} をそれまでよりも短周期側へ修正するものであってもよい。このようにすれば、所定時間後の中心予測血圧値PBP0が予め設定された判断基準値を越えた場合、すなわち、今後、血圧値BPが予め設定された判断基準値を越えると予測されるときは、血圧測定周期修正手段114により、血圧測定周期 T_{BP} がそれまでよりも短周期側へ修正されるので、早期に血圧の異常を判定できる。また、この場合、中心予測血圧値修正手段90（SB5）において修正された所定時間後の中心予測血圧値PBP0が、予め設定された判断基準値を越えない値となった場合に、血圧測定周期 T_{BP} を修正前の血圧測定周期 T_{BP} に復帰させてもよい。このようにすれば、予め設定された判断基準値を越えていた中心予測血圧値PBP0が、その判断基準値を越えない値となった場合には、血圧測定周期 T_{BP} が修正前の血圧測定周期 T_{BP} に戻されるので、血圧測定が比較的短周期で実行されることによる患者の負担が軽減される。

【0075】また、前述の実施例では、予測血圧値範囲表示手段102（SA13、SB10）において、予測血圧値PBPの範囲が表示されていたが、予測血圧値PBPの範囲表示されなくてもよい。この場合でも、時間軸78と血圧値軸80との二次元座標上に、測定血圧値表示手段74（SA6）により測定血圧値BPがトレ

ドグラフ表示され、中心予測血圧値表示手段92（SA9、SB6）により中心予測血圧値PBP0がグラフ表示されることにより、今後の血圧の変動を客観的に且つ容易に知ることができる。

【0076】また、前述の実施例では、推定血圧値EBPが用いられていたが、推定血圧値EBPは、数式2または数式3に示されるように、脈波伝播時間 DT_{RP} または脈波伝播速度 V_M と1対1に対応するので、推定血圧値EBPに代えて脈波伝播時間 DT_{RP} または脈波伝播速度 V_M が用いられてもよい。

【0077】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である血圧監視装置の回路構成を説明するブロック線図である。

【図2】図1の実施例における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の実施例の表示器に表示される表示画面の一例を示す図であって、血圧測定手段により血圧が測定された時点の表示画面である。

【図4】図1の実施例における電子制御装置の制御動作により求められる時間差 DT_{RP} を例示する図である。

【図5】所要時間 t と中心予測血圧値確率 P_{PBP0} との関係を説明する図である。

【図6】図1の実施例の確率分布曲線算出手段において算出される予測血圧値の確率分布曲線を説明する図である。

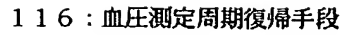
【図7】図1の実施例における電子制御装置の制御動作の要部を説明するフローチャートであって、血圧測定時に実行される血圧測定時ルーチンを示す図である。

【図8】図1の実施例における電子制御装置の制御動作の要部を説明するフローチャートであって、血圧測定から次の血圧測定までの間に実行されるインターバルルーチンである。

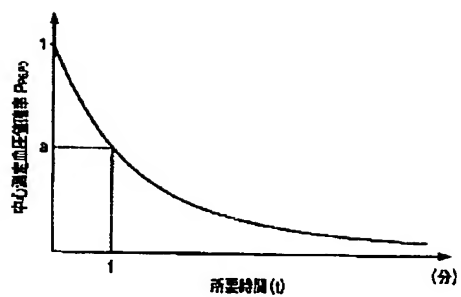
【図9】図1の実施例の表示器に表示される表示画面の一例を示す図であって、推定血圧値が逐次決定されている時の表示画面である。

【符号の説明】

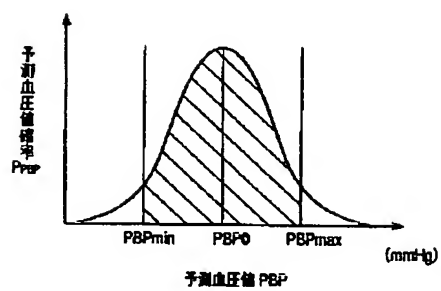
- 8：血圧監視装置
- 70：血圧測定手段
- 74：測定血圧値表示手段
- 86：推定血圧値決定手段
- 88：中心予測血圧値決定手段
- 90：中心予測血圧値修正手段
- 92：中心予測血圧値表示手段
- 96：中心予測血圧値確率算出手段
- 98：確率分布曲線算出手段
- 100：予測血圧値範囲決定手段
- 102：予測血圧値範囲表示手段
- 114：血圧測定周期修正手段



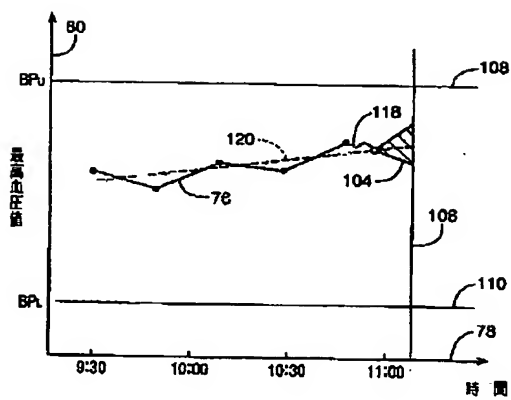
【図5】



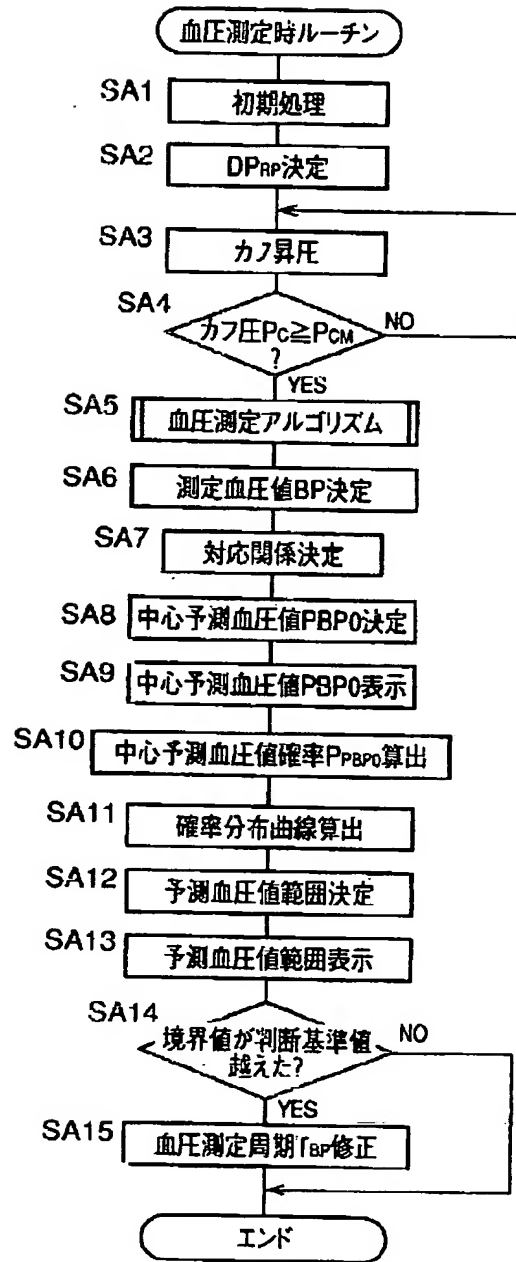
【図6】



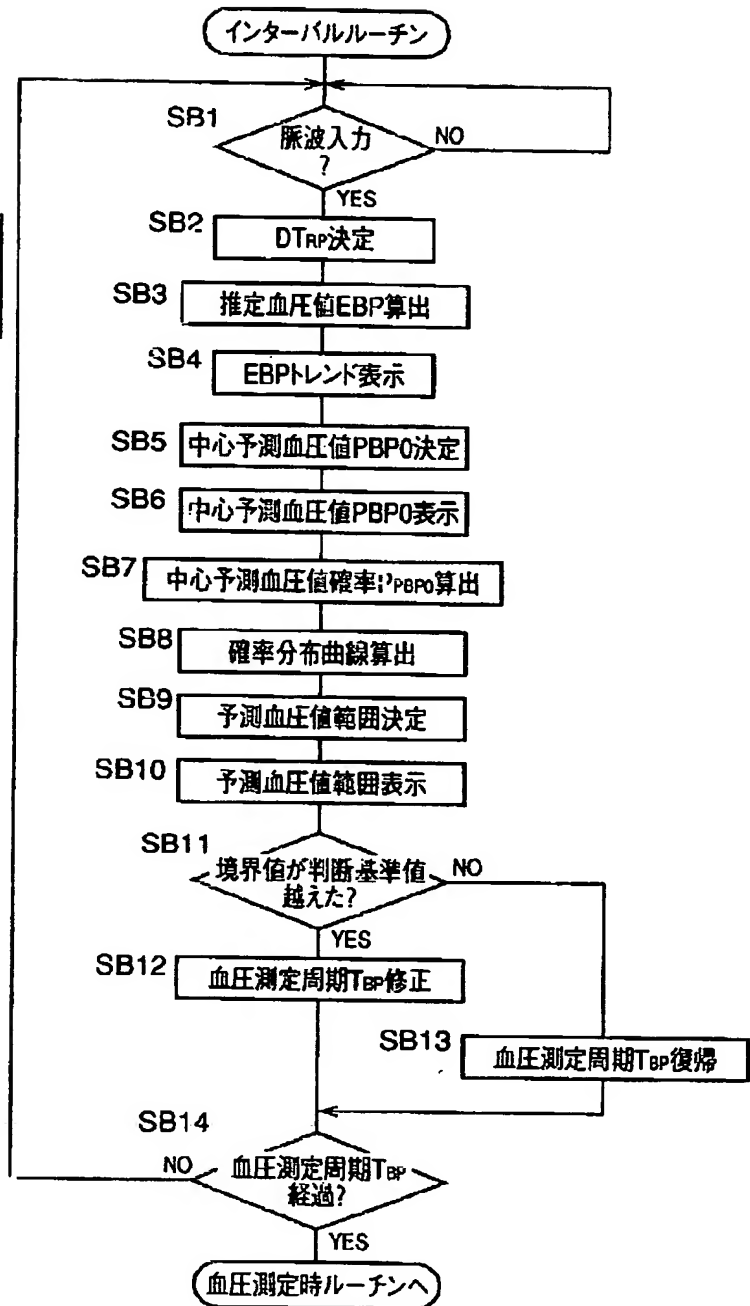
【図9】



【図7】



【図8】



Family list

3 family members for:

JP2000107144

Derived from 3 applications.

- 1 Blood-pressure monitoring apparatus**
Publication Info: EP0990417 A1 - 2000-04-05
- 2 BLOOD PRESSURE MONITORING DEVICE**
Publication Info: JP2000107144 A - 2000-04-18
- 3 Blood-pressure monitoring apparatus**
Publication Info: US6251081 B1 - 2001-06-26

Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide